

纤维原料对机织人工血管织物结构和力学性能的影响

刘雪莹^{a,b} 邹婷^{b,c} 王璐^{a,b}

东华大学 a. 纺织学院, b. 纺织面料技术教育部重点实验室, c. 生物与医学工程学院, 上海 201620

摘要:为探究纤维原料对机织人工血管织物结构和力学性能的影响规律,分别以假捻拉伸变形丝(DTY)、全拉伸丝(FDY)、预取向丝-全拉伸丝复合丝(POY-FDY)和高强全拉伸丝(HT-FDY)等4种类别的涤纶复丝为纬纱,设计制备不同纤维原料的人工血管织物试样。分析不同特性的纬纱原料对机织人工血管织物管壁结构、水渗透性和力学性能的影响。研究表明:不同热收缩特性的原料配制可实现不同尺寸与形态的机织人工血管织物设计;织物周向拉伸性能与纬纱断裂强度存在较大的相关性;以POY-FDY为纬纱的织物顺应性好,形变响应能力强;所制备的6种机织人工血管织物的水渗透量均满足无需预凝的标准,但以HT-FDY为纬纱的织物的水渗透量不及商用人工血管;以DTY和FDY为纬纱的织物水渗透性较好,既能有效防止植入后的管壁血液渗漏,又能保持合理的孔隙和渗透能力,促进血管壁内外的物质交换;以FDY为纬纱的机织人工血管织物在植入初期具有更好的尺寸稳定性,血液渗漏量更低。

关键词:机织人工血管;涤纶;力学性能;水渗透性;结构

中图分类号:TB 303

文献标志码:A

文章编号:1004-7093(2024)10-0001-11

Effect of fiber materials on structure and mechanical properties of woven vascular graft fabrics

Liu Xueying^{a,b}, Zou Ting^{b,c}, Wang Lu^{a,b}

a. College of Textiles, b. Key Laboratory of Textile Science & Technology, Ministry of Education,

c. College of Biological Science and Medical Engineering, Donghua University, Shanghai 201620, China

Abstract: In order to explore the effect laws of fiber materials on structure and mechanical properties of woven vascular graft fabrics, four types of polyester multifilaments, including drawn-texturing yarn (DTY), fully drawn yarn (FDY), preoriented yarn-fully drawn yarn (POY-FDY) and high-tech fully drawn yarn (HT-FDY), were used as weft yarn to design and prepare vascular graft fabrics with different fiber materials. The effects of weft materials with different characteristics on the vascular graft fabric structure, water permeability and mechanical properties were analyzed. The results show that the use of materials with different heat shrinkage characteristics can help to realize the design of woven vascular graft fabrics with different sizes and shapes. There is a great correlation

基金项目:中国纺织工业联合会应用基础研究项目:屈曲形态下一体编织型部分可吸收血管覆膜支架(J202104)

收稿日期:2024-07-23

作者简介:刘雪莹,女,1999年生,在读硕士研究生,研究方向为生物医用纺织材料,Chineselxy@163.com

通信作者:王璐,教授,研究方向为生物医用纺织材料与技术,wanglu@dhu.edu.cn

between the circumferential tensile properties of fabrics and the breaking strength of weft yarns. Fabric with POY-FDY as weft yarn has better compliance and deformation response. The water permeability of 6 kinds of woven vascular graft fabrics can meet the standard of no pre-clot, but the permeability of fabric with HT-FDY as weft yarn is not as good as that of commercial vascular graft. The water permeability of fabrics with DTY or FDY as weft yarn is pretty good, which can not only prevent blood leakage after implantation, but also maintain a certain porosity and permeability, and promote the exchange of substances inside and outside the vessel wall. Woven vascular graft fabrics with FDY as weft yarn have greater dimensional stability and lower blood leakage at the initial stage of implantation.

Keywords: woven vascular graft; polyester; mechanical property; water permeability; structure

心血管疾病是危害人类健康的常见疾病之一。针对这种疾病,临床上常采用人工血管进行血管置换治疗^[1-3]。近年来,随着大血管外科手术量的持续快速增长^[4],人工血管市场需求不断增加。

目前,商用人工血管织物以机织结构为主^[5-6],所用纤维材料均为涤纶(PET),原材料类别较单一,且纤维对血管产品结构和性能影响的研究不够深入^[7]。

涤纶复丝根据其生产工艺的不同可分为预取向丝(POY)、全拉伸丝(FDY)和拉伸变形丝(DTY)等。随着时代的发展,人们对人工血管性能要求不断提高,为了满足不同的临床需求,可选择和组合使用不同特点的纤维原料来实现性能更优的人工血管的制备。

本文以4个类别的6种涤纶复丝为原料制备人

工血管织物试样,测试试样的结构参数与力学性能,探究不同涤纶纤维原料与所制备的机织人工血管织物结构、水渗透性和力学性能的关系。研究旨在从材料角度预测和优化人工血管的性能,为未来人工血管产品开发和设计中纤维材料的选择、织造工艺的设计及特殊结构和功能的实现提供参考。

1 试验

1.1 材料

研究采用的涤纶复丝来自东华大学吴江产学研基地,其规格参数如表1所示。其中,1[#]、3[#]和5[#]涤纶复丝的规格相同,均为111 dtex/36 f,但加工类别不同。

表1 涤纶复丝规格及其沸水收缩率

Tab. 1 Specifications and boiling-water shrinkage rates of PET multifilaments

复丝编号	类别	规格	沸水收缩率/%
1 [#]	DTY	111 dtex/36 f	2.88
2 [#]	DTY	111 dtex/48 f	—
3 [#]	FDY	111 dtex/36 f	7.70
4 [#]	FDY	55 dtex/72 f	7.30
5 [#]	高强全拉伸丝(HT-FDY)	111 dtex/36 f	—
6 [#]	预取向丝-全拉伸丝复合丝(POY-FDY)	135 dtex/128 f	59.70

1.2 机织人工血管织物设计与制备

以2[#]涤纶复丝为经纱,分别以表1中的6种涤纶复丝为纬纱,采用电子提花窄幅织机(东华大学产学研基地)织制平纹结构机织人工血管织物。根据前期试验探索,将织物的经、纬密分别设计为600根/(10 cm)和300根/(10 cm)。各人工血管织物的规格参数见表2。

1.3 测试与表征

对不同类别与规格的涤纶复丝及其机织人工血管织物进行表面形貌观察,以及力学性能、水渗透性测试与表征。

1.3.1 表面形貌

参照 GB/T 36422—2018^[8],采用扫描电子显微镜(SEM, TM3000型)观察涤纶复丝及其机织人工

表 2 不同纬纱机织人工血管织物的规格参数

Tab. 2 Specifications of woven vascular graft fabrics with different weft yarns

织物编号	纬纱类别	纬纱规格	人工血管内径/mm
A ₁	DTY	111 dtex/36 f	34
A ₂	DTY	111 dtex/48 f	34
B ₁	FDY	111 dtex/36 f	34
B ₂	FDY	110 dtex/144 f(双股 4 [#] 复丝)	34
C	HT-FDY	111 dtex/36 f	34
D	POY-FDY	135 dtex/128 f	34

血管织物表面形貌。

1.3.2 涤纶复丝拉伸性能

参照 GB/T 14344—2022^[9], 利用电子单纱强力仪(YG061FQ 型)测定涤纶复丝的拉伸性能。设定隔距长度为(500±1.0) mm, 拉伸速度为 500 mm/min。每种涤纶复丝取 10 个试验样本进行拉伸性能测试, 结果取平均值。

1.3.3 人工血管织物基本结构参数

参照 GB/T 3820—1997^[10], 利用 CH-12.7 型测厚仪(上海六菱仪器厂)测试机织人工血管织物的厚度(壁厚)。参照 YY/T 0500—2021^[11], 利用游标卡尺测试机织人工血管织物的内径, 采用分析天平(ME104 型)测试并计算机织人工血管织物的面密度^[12]。每种试样分别测试 3 个不同的位置, 结果取平均值。

1.3.4 人工血管织物孔隙率测试

采用式(1)计算机织人工血管织物的孔隙率。

$$P = \left(1 - \frac{M}{t \times \rho \times 1\,000} \right) \times 100\% \quad (1)$$

式中: P ——试样孔隙率, %;

M ——试样面密度, g/m²;

t ——试样厚度, mm;

ρ ——PET 密度, g/cm³。

1.3.5 人工血管织物纬向织缩率

采用式(2)计算机织人工血管织物的纬向织缩率^[12]。

$$S_w = \frac{L - L_0}{L_0} \times 100\% \quad (2)$$

式中: S_w ——纬向织缩率, %;

L_0 ——织造用纬纱长度, cm;

L ——成型织物试样长度, cm。

1.3.6 人工血管织物纬向沸水收缩率

参照 GB/T 6505—2017^[13], 分别测试机织人工

血管织物放入沸水中热处理 2 h 和 4 h 后的纬向沸水收缩率。采用式(3)计算纬向沸水收缩率。

$$S = \frac{L_1 - L_h}{L_1} \times 100\% \quad (3)$$

式中: S ——织物纬向沸水收缩率, %;

L_1 ——织物热处理前的长度, mm;

L_h ——织物热处理后的长度, mm。

1.3.7 人工血管织物周向力学性能

参照 YY/T 0500—2021, 利用 YG(B) 026G-500 型医用纺织品多功能强力仪对机织人工血管织物进行周向拉伸, 测试其周向力学性能。试样的周向力学性能用周向拉伸强度和径向顺应性表征。每种机织人工血管织物取 3 块试样测试, 结果取平均值。通过式(4)计算机织人工血管织物的周向拉伸强度。

$$F = \frac{T_{\max}}{2\,000L_k} \quad (4)$$

式中: F ——织物周向拉伸强度, kN/mm;

T_{\max} ——织物断裂强力, N;

L_k ——织物试样宽度, mm。

通过式(5)计算机织人工血管织物的径向顺应性^[14]。

$$C = 1/E_p \quad (5)$$

式中: C ——织物径向顺应性, %;

E_p ——织物周向拉伸强度-伸长曲线的初始斜率。

1.3.8 人工血管织物水渗透性

采用 CN03129179.1 专利中的纺织型人工血管水渗透性测试装置, 在 16 kPa 静水压下, 测试单位时间内透过片状试样(渗透面积为 0.636 cm²)的水的体积^[15]。记录 10 min 内透过每种片状试样的水的体积, 计算机织人工血管织物的平均水渗透性

[mL/(cm²·min)]。每种机织人工血管织物取3块试样测试,结果取平均值。

使用数据统计分析软件对试验数据进行单因素方差分析,并用非配对样本 *t* 检验法分析2组数据间的差异性。 $P < 0.05$, 标记为 * ; $P < 0.01$, 标记为 ** ; $P < 0.001$, 标记为 ***。

2 结果与讨论

2.1 不同 PET 复丝的结构与力学性能

2.1.1 表面形貌

6种涤纶复丝放大100倍的表面SEM图如图1所示。由图1可以看出,1#和2#涤纶复丝呈卷曲状,单丝间蓬松且交错多,呈现出假捻变形丝的典型特征;3#、4#和5#涤纶复丝的伸直度高,单丝排列整齐;6#涤纶复丝略粗,伸直度较高,单丝根数多。3#、4#、5#和6#呈现出全拉伸丝伸直度高的特征。

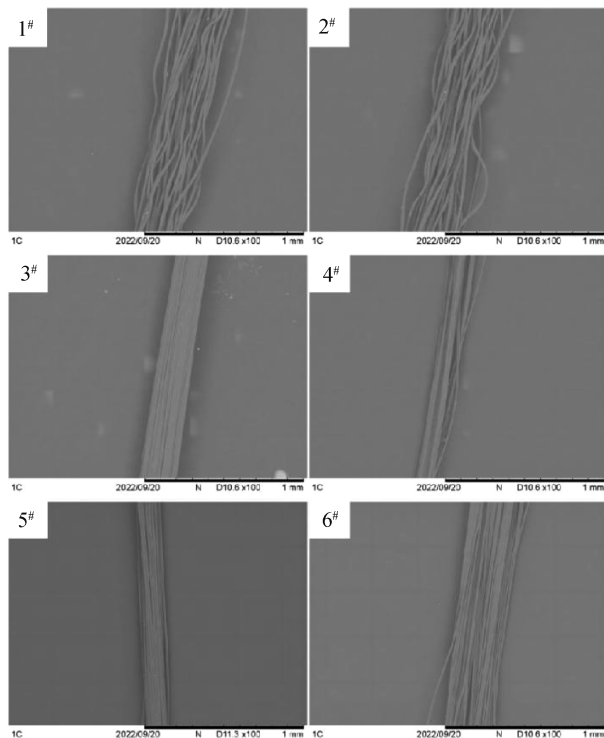


图1 6种涤纶复丝的表面SEM图

Fig. 1 SEM images of six kinds of PET multifilaments

2.1.2 拉伸性能

6种涤纶复丝的拉伸性能测试结果如图2所示。对比同规格的1#和3#涤纶复丝发现,1#涤纶复丝的断裂强度大于3#涤纶复丝,而断裂伸长率小于

3#涤纶复丝,原因是假捻热变形使1#涤纶复丝的内应力减小,取向度提高,从而使复丝的断裂强度提升而断裂伸长率下降^[16];假捻变形工艺使1#涤纶复丝中的单丝间排列松散,其初始模量低于3#涤纶复丝。6种涤纶复丝中,5#涤纶复丝的取向度高,能够承受较大的拉伸作用力,但其断裂伸长率小,刚性大。6#涤纶复丝的取向度和结晶度较小,尺寸稳定性差,断裂强度与初始模量最小而伸长率最大^[17],纱线柔软。

对比相同线密度而单丝根数不同的1#和2#涤纶复丝可知,单丝根数多的2#涤纶复丝断裂强度和初始模量较小,原因是单丝根数多,出现疵点的概率大^[12]。此外,单丝根数多时,拉伸使倾斜向纤维沿拉伸向转动,纤维滑移增多,断裂伸长率较大^[12,18]。

人工血管织制过程中,纱线强度应能满足经纬纱零断头率的要求以确保管壁成型优异。本文6种涤纶复丝的拉伸性能均能满足上述要求,但复丝类别与单丝根数造成的拉伸断裂强度、伸长率及初始模量上的差异,会对后续织物的性能产生不同影响。合适的纱线原料可以确保植入人体的人工血管在体内生物降解作用和每年近 4×10^7 次周期性变形作用下不发生破裂和失效^[19]。

2.2 不同纬纱人工血管织物的结构与性能

2.2.1 表面形貌

6种人工血管织物放大150倍的表面SEM图如图3所示。由图3可以看出,6种织物均结构较紧密,孔隙不明显,这有利于血管织物在临床使用中防止管壁血液渗漏^[19]。试样A₁和A₂的纬纱因假捻作用而导致复丝间排列松散且较不平行,织物结构蓬松,表面不平整^[20];试样B₂和D的纬纱单丝根数多,纤维密集度更高,SEM图显示,纬纱因受挤压而弯曲拱起,表明单丝在织物中排列更紧凑,这能够起到填充织物孔隙,进而防止血液渗漏的作用^[21],但单丝根数也不宜过多,容易引发血栓风险。试样A₁、A₂、B₂和D的表面较试样B₁和C的粗糙。粗糙的血管内表面会造成血液流动阻力增加,易导致蛋白和红细胞等物质沉积,形成血栓^[22];但血管织物的外表面粗糙蓬松有利于形成更多的孔隙,使织物比表面积增大,进而促进联结组织的生长^[23]。试样B₁和C表面平整光滑,其纬纱伸直度好,更利于减小人工血管内表面的流动阻力,从而避免沉积,确

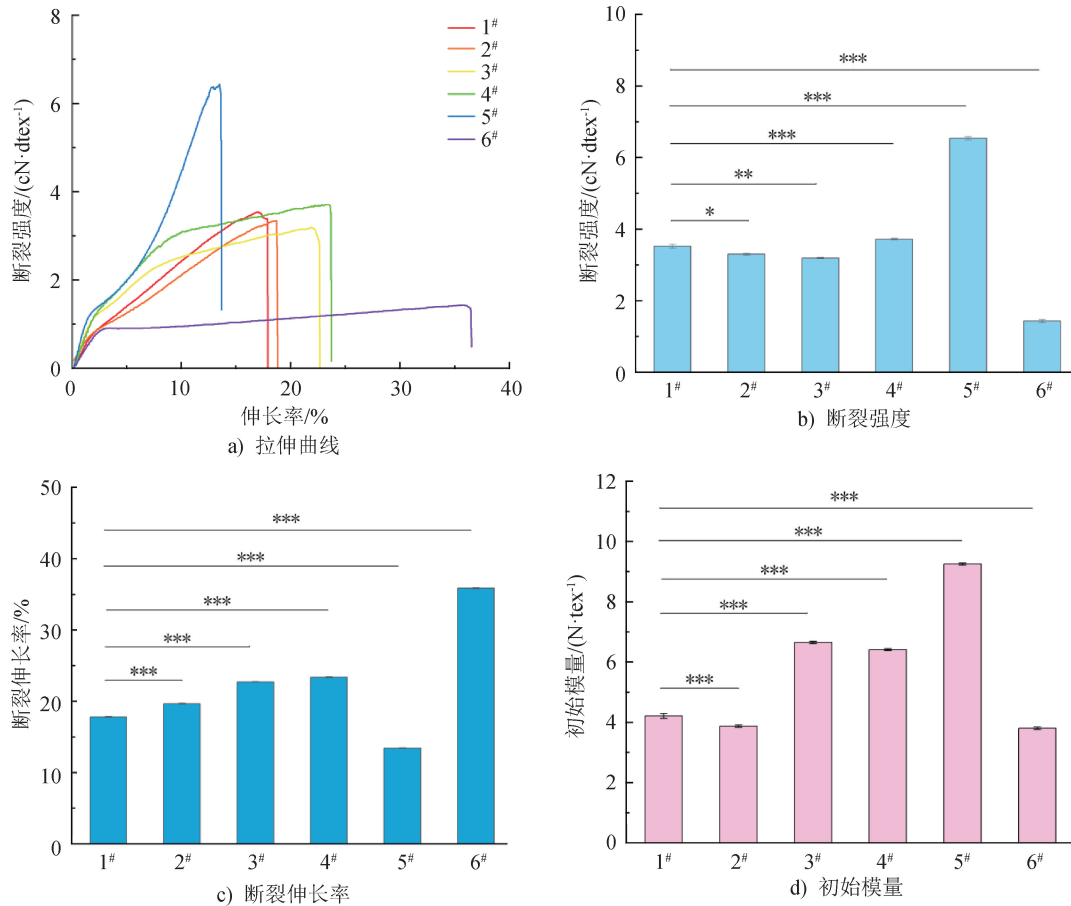


图 2 6 种涤纶复丝的拉伸性能

Fig. 2 Tensile properties of six kinds of PET multifilaments

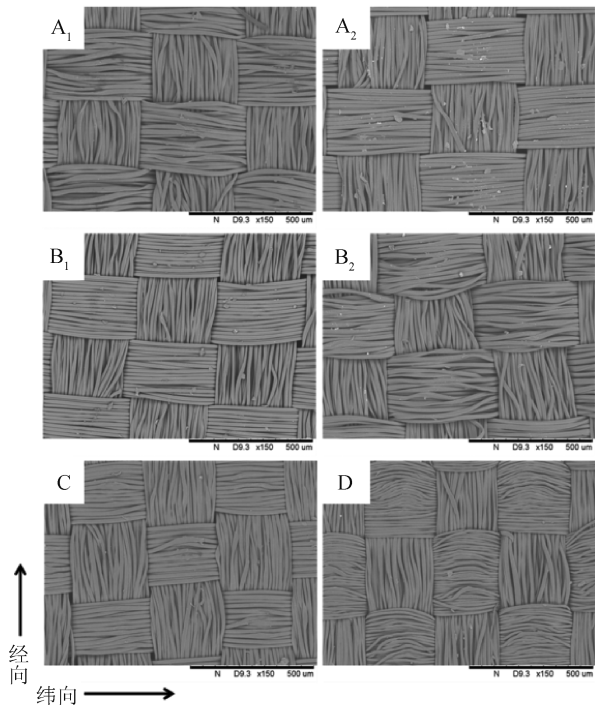


图 3 6 种人工血管织物的表面 SEM 图

Fig. 3 Surface SEM images of six kinds of vascular graft fabrics

保血管的长期通畅性^[19]。由此可知,合理选择纱线类别与单丝根数,能够满足不同的设计需求:FDY 伸直度高,表面光滑,适合用作人工血管的内表面材料,减少细胞等物质沉积;DTY 具有卷曲与交错的特性,适合用作人工血管的外表面材料,能够提供良好的弹性和顺应性;单丝根数的合理增加能够增大织物的比表面积,促进联结组织生长。

2.2.2 基本结构参数

6 种人工血管织物的基本结构参数见表 3。

表 3 6 种人工血管织物的基本结构参数

Tab. 3 Basic structural parameters of 6 kinds of vascular graft fabrics

织物编号	内径/mm	壁厚/mm	面密度/(g·m ⁻²)
A ₁	31.1±0.21	0.195±0.005	103.11±1.18
A ₂	31.0±0.20	0.209±0.005	102.19±0.51
B ₁	31.5±0.23	0.173±0.004	100.12±0.90
B ₂	29.5±0.10	0.186±0.005	101.10±1.98
C	33.4±0.10	0.161±0.004	101.29±1.09
D	30.6±0.17	0.197±0.006	114.82±1.05

2.2.2.1 内径

人工血管内径应与宿主动脉直径相匹配。需要考虑成型过程中的织缩率和热定型收缩率,选择合适的纱线类别^[24]。

2.2.2.2 壁厚

对比纬纱线密度相同的5种血管织物试样A₁~C可以看出,试样A₁和A₂的壁厚较大(表3),这与其纬纱的假捻蓬松有关;试样D由于纬纱粗,壁厚也较大。对于同线密度同类别的纬纱,其包含的单丝根数多,则壁厚大(试样A₁、B₁的壁厚分别大于试样A₂、B₂的)。通常情况下,要求血管织物的壁厚达0.1 mm,结合表3可知,本文制备的6种人工血管织物的壁厚均满足要求^[25]。

2.2.2.3 面密度

由表3可以看出,纬纱线密度相同的试样A₁~C的面密度相近;试样D的纬纱最粗,其面密度也最大。

2.2.3 孔隙率

孔隙率指人工血管中孔隙部分在管壁总体中所占的比例,合适的孔隙率对人工血管内外膜的生长非常重要。孔隙过大,血液渗出量大,容易造成休克;孔隙过小,不利于血液渗入,影响假内膜生长和营养供应^[19]。6种人工血管试样的孔隙率测试结果见表4。由表4可以看出,试样A₁和A₂的孔隙率大于其他试样的,结合图1和图3可知,这是因为试样A₁和A₂的纬纱较蓬松,单丝间的孔隙大。纬纱单丝根数多,纱线间形成的孔隙多,织物孔隙率大。研究表明,孔隙率为40%~70%时,能够满足血管壁内外物质的交换需求^[26]。结合表4可知,本文制备的人工血管织物孔隙率均满足要求。

表4 6种人工血管织物的孔隙率

Tab.4 Porosity of 6 kinds of vascular graft fabrics

织物编号	孔隙率/%
A ₁	62.28±0.47
A ₂	65.00±0.54
B ₁	58.59±0.63
B ₂	61.22±0.41
C	55.06±0.48
D	58.37±0.38

2.2.4 纬向织缩率

织缩率对原料的选择、产品的设计及生产参数

的确定具有参考意义。6种人工血管织物的纬向织缩率测试结果见图4。对比4种纬纱类别的试样A₁、B₁、C和D可以看出,其纬向织缩率存在明显差异;试样A₁的纬向织缩率达10.27%,织成织物后纬纱DTY由伸直状态回缩至蓬松状态,织缩率大。5#纬纱初始模量大,为(9.25±0.04)N/tex,在织物中硬而具有韧性,下机后其织物(试样C)的纬向织缩率小(5.45%);6#纬纱初始模量小,其较柔软,织制过程中受经纱力的作用变形显著,下机后其织物(试样D)纬向织缩率较大(12.73%)。

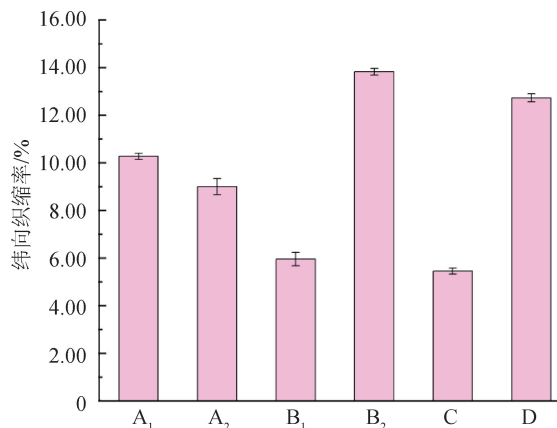


图4 6种人工血管织物的纬向织缩率

Fig.4 Weft shrinkage rates of six kinds of vascular graft fabrics

考虑纱线类别对织物织缩率的影响,可通过原料选择满足血管织物的应用需求,精准把控产品质量。

2.2.5 纬向沸水收缩率

为使人工血管织物结构更稳定,织制后需要通过热介质对其进行定型处理。本文采用沸水处理的方式对人工血管织物进行热定型。织物沸水收缩率是确保定型处理后产品质量稳定的一项重要参数。对6种机织人工血管织物进行纬向沸水收缩率测试。由于部分试样中含有高收缩纱线POY-FDY,标准所述的30 min定型时长不能达到定型效果,故需延长定型时间。为更准确掌握不同纤维原料对织物沸水收缩率的影响规律,便于机织人工血管织物结构和工艺设计,分别测试定型2 h和4 h后人工血管织物的纬向沸水收缩率。6种机织人工血管织物的纬向沸水收缩率结果见图5。可以看出,织物纬向沸水收缩率与其纬纱沸水收缩率基本呈正相关,且不同试样在2次热定型中的表现不同,定型2 h的织物纬向沸水收缩率通常小于定型4 h的织物纬向

沸水收缩率。原因是定型 2 h 的织物纬向沸水收缩率与织物中纬纱交织产生的内应力有关^[27]。机织人工血管试样 A₁ 和 A₂ 因纬纱蓬松弯曲而回缩少, 织物纬向沸水收缩率小; 试样 B₁ 和 B₂ 的纬纱伸直度高, 受热后回缩明显; 试样 C 定型 2 h 的织物纬向沸水收缩率为 0, 原因是其使用的纬纱刚性大, 纱线在织物中排列紧密, 受热后基本不回缩; 试样 D 的纬纱柔软, 其定型 2 h 的织物纬向沸水收缩率最大 (18.75%)。定型 4 h 的织物纬向沸水收缩率能够反映涤纶复丝内部大分子链进一步解取向的程度, 可以更好地体现纬纱特性对织物沸水收缩率的影响^[28]。假捻工艺提高了 DTY 的取向度, 使试样 A₁ 和 A₂ 定型 4 h 的织物纬向沸水收缩率小于试样 B₁ 和 B₂ 的; 试样 C 定型 4 h 的织物纬向沸水收缩率最小 (1.89%); 试样 D 的纬纱 (6[#]) 无定形区多, 具有高热收缩特性^[29], 且收缩持续时间长, 尺寸稳定性相对较差^[30]。以 DTY、FDY 和 HT-FDY 为纬纱织制的织物, 其热收缩性能更稳定, 产品尺寸稳定性更好。以 POY-FDY 为纬纱原料, 能够制备高收缩率的产品, 从而更好地实现血管织物的波纹化和高密度化。

此外, 纬纱单丝根数多的试样 B₂ 的织物纬向沸水收缩率大于试样 B₁, 是因为试样 B₂ 的单丝多且细, 受热后回缩更明显。

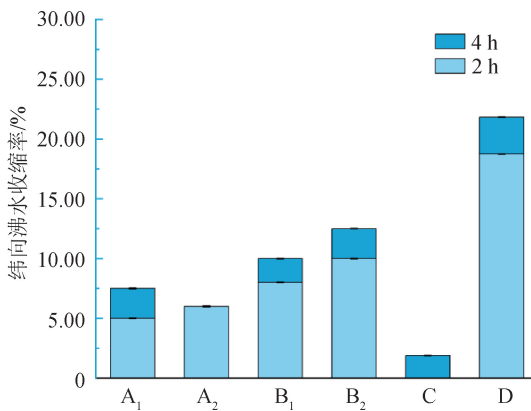


图 5 6 种人工血管织物的纬向沸水收缩率
Fig. 5 Weft boiling-water shrinkage rates of six kinds of vascular graft fabrics

2.2.6 周向力学性能

植入体内的材料性能应与植入部位的力学需求相匹配。人工血管植入人体后, 管壁将承受持续周期性脉动舒张压和收缩压的作用, 其周向力学性能需要满足能够在人体内长期提供有效的支撑^[31]。

因此, 有必要对人工血管织物的周向力学性能进行评价。6 种人工血管织物试样的周向拉伸强度-伸长典型曲线见图 6, 周向拉伸强度与伸长率指标见图 7。

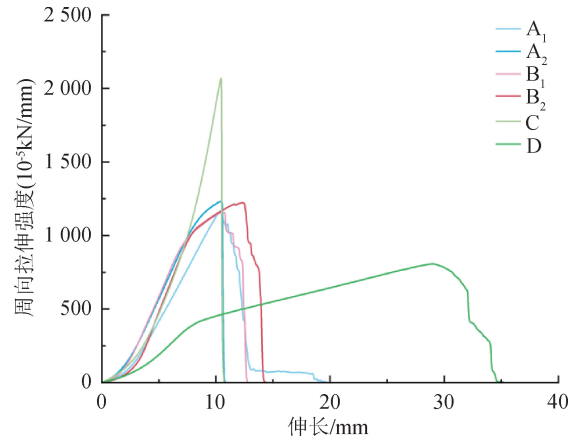


图 6 6 种人工血管织物的周向拉伸强度-伸长典型曲线
Fig. 6 Circumferential tensile strength-elongation typical curves of six kinds of vascular graft fabrics

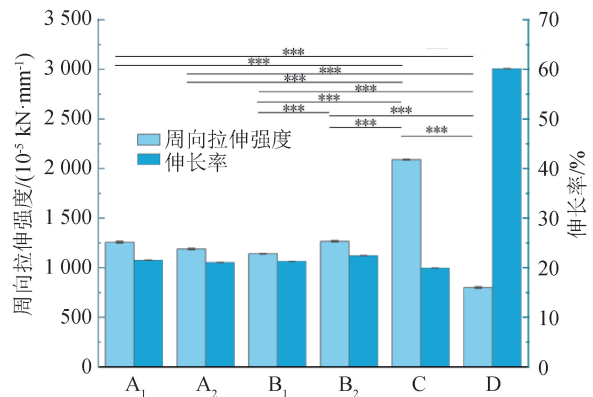


图 7 6 种人工血管织物的周向拉伸强度与伸长率
Fig. 7 Circumferential tensile strength and elongation of six kinds of vascular graft fabrics

由图 7 可以看出, 试样 A₁、A₂、B₁ 和 B₂ 的周向拉伸强度和伸长率接近, 表明单丝根数对人工血管织物周向拉伸强度的影响不明显。试样 C 的周向拉伸强度最大, 耐久性更优; 试样 D 的周向拉伸强度最小, 伸长率最大, 结构稳定性较差。

试样 A₁、B₁、C 和 D 的纬纱规格均为或接近 111 dtex/36 f, 对这 4 种人工血管织物进行纬纱断裂强度-织物周向拉伸强度回归分析, 探究两者的相关性^[32], 拟合曲线见图 8。由图 8 可以看出, 织物周向拉伸强度与纬纱断裂强度之间的相关性较大。通过纬纱断裂强度, 可预测其织物的周向拉伸强度。此

外,本文制备的6种机织人工血管织物的周向拉伸强度均大于商用人工血管($238.77 \times 10^{-5} \text{ kN/mm}$)^[7],表明所制备机织人工血管织物均具有较高的拉伸强度,力学性能良好。

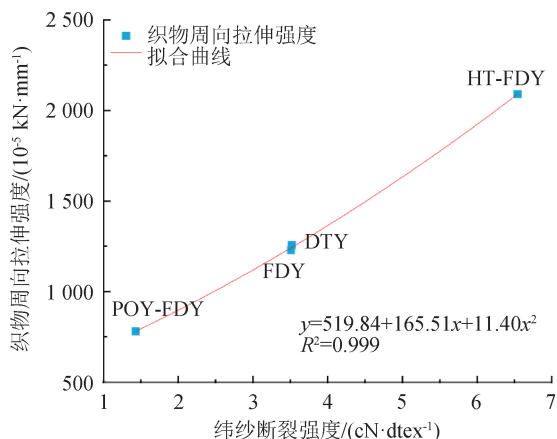


图8 纬纱断裂强度-织物周向拉伸强度拟合
Fig. 8 A fit of weft fracture strength-fabric circumferential tensile strength

图6中,伸长率较小时(即周向拉伸强度为0.5~2.0 N/mm的弹性变形阶段),机织人工血管织物受力较小,织物内部纱线由屈曲逐渐伸直,这种现象可侧面反映人工血管织物的顺应性^[14]。顺应性较高,则人工血管在受血压作用时,能够表现出较好的形变响应能力^[33]。弹性变形阶段的斜率即为织物弹性模量,顺应性可根据弹性模量计算得到。6种人工血管织物的纬向顺应性测试结果见图9。

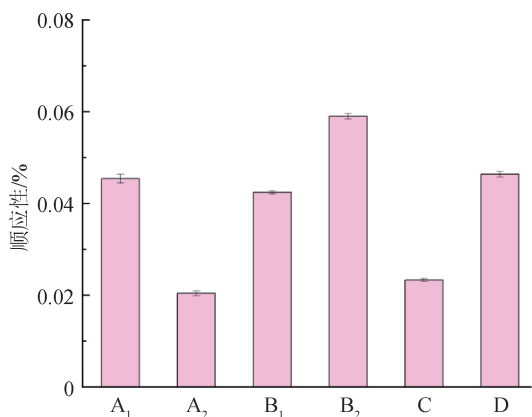


图9 6种人工血管织物的纬向顺应性
Fig. 9 Weft compliance of six kinds of vascular graft fabrics

由图9可以看出,试样A₁的顺应性高于试样B₁,原因是在拉伸初始阶段,试样中的纬纱逐渐伸直,表现为柔弹变形,试样A₁因所含DTY的卷曲

多,其伸直量多,模量较小而顺应性高。试样C模量大而顺应性小;试样D顺应性高,织物形变响应能力好,更能适应体内的周期性收缩和扩张。试样B₂顺应性最高,这与其纬纱所含单丝根数多,织物更柔软有关。

试样A₁、B₁、C和D的纬纱规格均为或接近111 dtex/36 f,对这4种人工血管织物进行纬纱初始模量-织物顺应性拟合,结果见图10。由图10可以看出,两者相关系数 $R^2 = 0.958$,说明除纬纱初始模量外,还存在其他影响顺应性的因素。不同类别的纬纱与经纱间的摩擦存在差异:纱线比表面积不同使经纬纱接触面积不同;纬纱类别与单丝根数不同,均影响纱线的摩擦因数^[34]。4[#]和6[#]复丝中的单丝较细,比表面积较大,受力时可填充空间大,摩擦小,因此其织物表面光滑,采用4[#]和6[#]复丝制备的试样B₂和D柔软,顺应性高^[35]。

机织人工血管织物的顺应性越高,弹性越好。图10的4种不同类别的纬纱中,POY-FDY作为纬纱顺应性最高,HT-FDY作为纬纱顺应性最低。DTY的卷曲与交错能够提供良好的弹性,使织物顺应性略高于以FDY作为纬纱的织物。

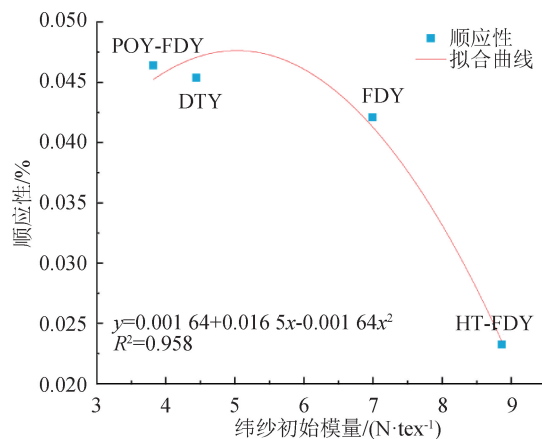


图10 纬纱初始模量-织物顺应性拟合
Fig. 10 A fit of weft initial modulus-fabric compliance

设计人工血管时,必须综合考虑周向拉伸强度、顺应性等多种因素,根据应用需求选择强度和伸长率合适的材料,以制备与植入部位力学需求相匹配的人工血管。

2.2.7 水渗透性

血管织物的多孔结构有利于植入后实现原位内皮化,促进管腔内外的物质交换;而血管织物孔径太

大会导致移植后血液渗漏,造成不良后果,故临床使用纺织基人工血管时往往需要预凝以降低渗漏风险^[36]。人工血管的水渗透性是评价其植入人体前是否需要预凝的关键指标之一,水渗透量小于 $300 \text{ mL}/(\text{cm}^2 \cdot \text{min})$ 则无需预凝^[37]。6 种人工血管织物的水渗透性测试结果见图 13,红色参照线为商用人工血管水渗透量^[7]。由图 11 可以看出,6 种人工血管织物的水渗透量均小于 $300 \text{ mL}/(\text{cm}^2 \cdot \text{min})$,表明其植入前均无需预凝。其中,试样 A_1 、 B_1 、 B_2 和 D 的水渗透量能够达到甚至超过商用人工血管的水平,而试样 C 的水渗透量较大,原因是其纬纱强度高、模量大,在织物中绷直且抱合严密。对比单丝根数不同的试样 A_1 、 A_2 与 B_1 、 B_2 可以看出,单丝根数多,纱线间的孔隙足够多,对水分的芯吸作用强,水渗透性好^[38]。

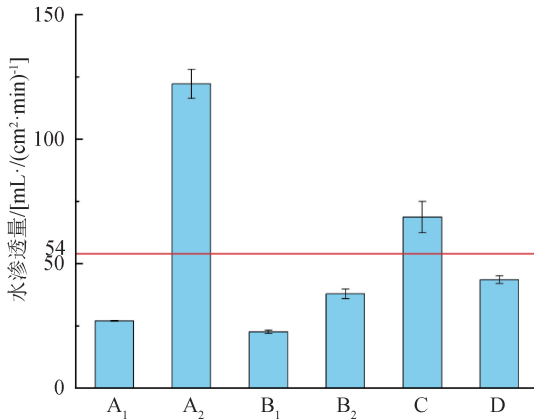


图 11 6 种人工血管织物的水渗透性

Fig. 11 Water permeability of six kinds of vascular graft fabrics

对于人工血管而言,通常水渗透量越小越好,据此可知,试样 A_1 和 B_1 的表现均较好。因 DTY 蓬松,孔隙率大,故试样 A_1 的水渗透量略大于试样 B_1 。分析试样的水渗透性变化,有助于初步了解人工血管织物植入过程中血液渗入的状况。试样 A_1 和 B_1 在 10 min 测试时间内的水渗透量下降曲线见图 12。

由图 12 可以看出,2 种试样的水渗透量随时间的延长呈下降趋势并趋于平缓。原因是织物与水接触后,水在纤维表面浸润铺展,复丝散开重排,孔隙减小且分布更均匀^[39],水渗透量逐渐减小。

试样 A_1 的水渗透量下降速度更快,原因是其纬纱 DTY 呈卷曲状,纱线间的小孔隙更多,纱线受水

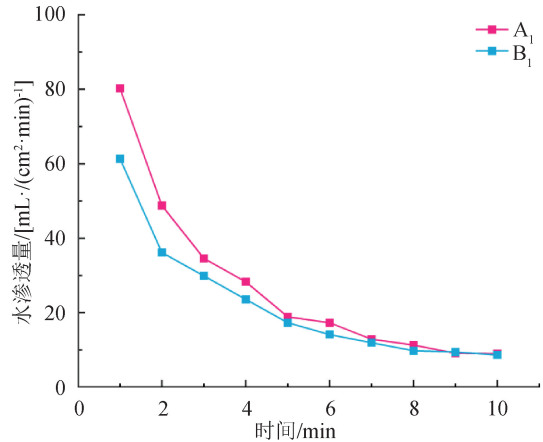


图 12 试样 A_1 和 B_1 的水渗透量下降曲线

Fig. 12 Water permeability drop curves of sample A_1 and sample B_1

的作用后变化更明显。以 FDY 为原料制备的试样 B_1 在植入初期具有更大的尺寸稳定性,血液渗漏量更低。随着时间的延长,试样 A_1 和 B_1 的水渗透量趋于相近,两者均能够保持一定的渗透能力,确保植入后血管壁内外的物质交换和细胞的贴壁生长^[40]。

3 结论

本文以不同纺丝工艺制备的涤纶复丝为纬纱,采用相同的平纹结构、经纱规格与上机经纬密度,制备 6 种机织人工血管织物,探讨所用纬纱原料对织物结构和力学性能的影响,结论如下:

(1) 可利用不同原料的热收缩特性实现不同尺寸与形态机织人工血管织物的设计。以 DTY、FDY 和 HT-FDY 为纬纱原料,能够更好地把控织物的尺寸稳定性;以 POY-FDY 为纬纱原料,可以更好地实现机织人工血管织物的波纹化和高密度化。

(2) 机织人工血管织物周向拉伸强度与纬纱断裂强度相关性较大。可通过纬纱断裂强度预测织物的周向拉伸强度。

(3) POY-FDY 模量小,其作为纬纱顺应性较高;DTY 作为纬纱能够提供良好的弹性,顺应性略高于 FDY。纬纱的单丝数多,织物的顺应性高。除纬纱初始模量外,还存在影响顺应性的因素,如经纬纱之间的摩擦、织物比表面积及单丝根数等,未来需进一步探究。

(4) 所有机织人工血管织物的水渗透量均小于

300 mL/(cm²·min), 纬纱为 DTY 和 FDY 的织物水渗透性均小于商用人工血管, 且一段时间后仍能保持一定的渗透能力, 确保植入后血管壁内外的物质交换和细胞的贴壁生长。以 FDY 为纬纱原料的机织人工血管织物在植入初期具有更好的尺寸稳定性, 血液渗漏量更低。织物所用纱线单丝根数多, 水渗透量增大。因此应根据实际需求, 合理选择纱线的类别与规格。



期刊采编平台



中国知网下载

参考文献

[1] 周思静, 罗诗雯, 潘永豪, 等. 球囊损伤动物模型建立与运用的研究进展[J]. 中国动脉硬化杂志, 2022, 30(12): 1098-1104.

[2] 李芳, 吴可通, 赵珺, 等. 血管支架及其在动脉瘤治疗中的发展趋势[J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(34): 5561-5569.

[3] 李彦, 王富军, 关国平, 等. 生物医用纺织品的发展现状及前沿趋势[J]. 纺织导报, 2020(9): 28-37.

[4] 郝星. 2022 年中国心血管外科手术和体外循环数据白皮书[J]. 中国体外循环杂志, 2023, 21(4): 197-200.

[5] 严佳, 李刚. 医用纺织品的研究进展[J]. 纺织学报, 2020, 41(9): 191-200.

[6] 刘世雪, 李成才, 刘国金, 等. 基于纺织材料的人造血管制备及应用进展[J]. 高分子材料科学与工程, 2024, 40(2): 173-181.

[7] 胡婧怡, 李超婧, 毛吉富, 等. 纺织基人工血管管壁结构对其性能的影响规律[J]. 东华大学学报(自然科学版), 2024, 50(3): 78-84.

[8] 国家市场监督管理总局. 化学纤维 微观形貌及直径的测定 扫描电镜法: GB/T 36422—2018[S]. 北京: 中国标准出版社, 2018.

[9] 国家市场监督管理总局. 化学纤维 长丝拉伸性能试验方法: GB/T 14344—2022[S]. 北京: 中国标准出版社, 2022.

[10] 国家技术监督局. 纺织品和纺织制品厚度的测定: GB/T 3820—1997[S]. 北京: 中国标准出版社, 1997.

[11] 国家药品监督管理局. 心血管植入物 血管假体 管状血管移植物和血管补片: YY/T 0500—2021[S]. 北

京: 中国标准出版社, 2021.

[12] 于伟东. 纺织材料学[M]. 北京: 中国纺织出版社, 2006.

[13] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局. 化学纤维 长丝热收缩率试验方法(处理后): GB/T 6505—2017[S]. 北京: 中国标准出版社, 2017.

[14] WALKER R D, SMITH R E, SHERRIFF S B, et al. Latex vessels with customized compliance for use in arterial flow models[J]. *Physiol Meas*, 1999, 20(3): 277-286.

[15] 东华大学. 纺织型人造血管水渗透性测试装置及其测试方法: CN03129179. 1[P]. 2003-12-10.

[16] 毛宁, 卢宏庆, 蒋力明, 等. 假捻变形工艺对涤纶 DTY 物理及染色性能的影响研究[J]. *丝绸*, 2024, 61(1): 61-67.

[17] MARATHE Y, TURUKMANE R, 李婷. 聚酯 POY 和 DTY 的结构性能比较分析[J]. *国际纺织导报*, 2020, 48(6): 6-8.

[18] GÜLBİN F, KORKMAZ Y, ÇELİK H İ. Investigation of the effects of filament fineness and disc type on yarn physical and mechanical properties of DTY polyester yarns[J]. *Pamukkale University Journal of Engineering Sciences*, 2023, 29(7): 783-789.

[19] 王璐. 生物医用纺织品[M]. 北京: 中国纺织出版社, 2011.

[20] 乐德忠. 染整技术与纺织产品开发创新[J]. *纺织导报*, 2018(4): 30-34.

[21] 张冯倩, 赵敏. 不同纺织基人造血管织造方法及技术的进展[J]. *科技传播*, 2011(21): 101.

[22] 王璐. 生物医用纺织品测试与评价[M]. 北京: 中国纺织出版社, 2022.

[23] 吴长福, 王文祖. 人造血管的发展与应用[J]. *产业用纺织品*, 2003, 21(8): 4-7.

[24] 杜雪子. 锥形波纹小口径人造血管的制备与性能研究[D]. 上海: 东华大学, 2012.

[25] 董雪晴. 变直径机织人造血管的研制[D]. 上海: 东华大学, 2012.

[26] 张雷. 复合纺织基分支人造血管的设计与制备[D]. 上海: 东华大学, 2011.

[27] 史春丽, 缪旭红. 仿棉涤纶长丝经编织物的沸水收缩率及其影响因素[J]. *纺织学报*, 2014, 35(5): 34-39.

[28] 刘让同, 史祥斌, 杨艳菲. 涤纶长丝衬里织物收缩性研究[J]. *纺织科技进展*, 2013(2): 55-57.

[29] 任冲. 拉伸工艺对于涤纶全拉伸丝性能的探讨[J]. *合成纤维*, 2015, 44(8): 9-11.

- [30] 李明明,陈焯,李夏,等. 纺丝工艺对并列复合聚酯纤维性能的影响[J]. 纺织学报,2019,40(12):16-20.
- [31] 林婧. 血管覆膜支架织物覆膜的梯度化设计、成型及耐久特性研究[D]. 上海:东华大学,2019.
- [32] 方升,梁飞豹,刘勇进. 统计回归模型及其优化算法综述[J]. 福州大学学报(自然科学版),2021,49(5):638-654.
- [33] 吴鑫,侯磊,许锋. 小口径人工血管的研究现状及展望[J]. 医用生物力学,2024,39(2):355-360.
- [34] 关颖. 血管覆膜支架生物力学:径向顺应性和纵向柔顺性的动态精细化研究[D]. 上海:东华大学,2018.
- [35] SINGH M K, BEHERA B K. The effect of denier per filament (DPF) on low-stress mechanical and transmission behaviour of polyester filament fabrics[J]. Journal of The Textile Institute, 2021(5):1-9.
- [36] 方璇,薛雯,李晓才,等. 纺织基小口径人工血管材料的体外水渗透性研究[J]. 生物医学工程学进展,2018,39(1):8-14.
- [37] KING M W. Designing fabrics for blood vessel replacement[J]. Canadian Textile Journal,1991,9(4):24-30.
- [38] RAHMAN M A. The influence of number of filaments on physical and mechanical characteristics of polyester woven[J]. Life Science Journal,2012,9(3):79-83.
- [39] 徐睿,关国平,王义斌. 纺织基人工血管的水渗透性[J]. 东华大学学报(自然科学版),2014,40(6):696-700.
- [40] GUAN G P, YU C L, FANG X, et al. Exploration into practical significance of integral water permeability of textile vascular grafts[J]. Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials,2021,19:22808000211014007.

欢迎订阅 2025 年《印染》

《印染》杂志由上海市纺织科学研究院有限公司、全国印染科技信息中心主办,曾三次入选“全国百强科技期刊”,系全国中文核心期刊,已被美国《化学文摘》(CA)、“中国学术期刊综合评价数据库”“中国期刊全文数据库”“中国科学文献计量评价数据库”和“中国科技论文统计源期刊”等收录,并入选“世界期刊影响力指数(WJCI)报告(2023科技版)”,以及《纺织领域高质量科技期刊分级目录(2022版)》T2级。

《印染》主要报道印染工业科技研发成果、生产技术经验及国内外印染科技发展和产品信息,辟有研究报告、生产技术、测试与标准、讲座、述评、染料与助剂、设备与仪器、生态纺织品等栏目。读者对象

为纺织印染企业、科研院所的科技人员和管理人员,大专院校师生,以及染化料助剂、印染机械、仪器仪表检测等相关专业的技术和管理人员。

《印染》杂志为月刊,每月25日出版,定价每期15.00元,全年180.00元。欢迎广大读者订阅,本刊国内外公开发行人,国内邮发代号4-220,全国各地邮政局均可订阅。错过当地邮政局订阅的读者,可直接向本编辑部订阅。

编辑部地址:上海市杨浦区平凉路988号

邮 编:200082

电 话:021-51670288,55213494

E-mail: yinran1975@126.com

微信公众号:印染杂志

把论文发表在祖国大地上